

REC'D 22 MAR 2004

WIPO

PCT



PCT/FR 03 / 03943

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 31 DEC. 2003

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'M. Planché', enclosed within a large, loopy oval stroke.

Martine PLANCHE

DOCUMENT DE PRIORITÉ

PRÉSENTÉ OU TRANSMIS
CONFORMÉMENT À LA
RÈGLE 17.1.a) OU b)

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis, rue de Saint Petersburg
75800 PARIS cedex 08
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23
www.inpi.fr

**BREVET D'INVENTION
CERTIFICAT D'UTILITÉ**

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI


N° 11354*02**REQUÊTE EN DÉLIVRANCE**

page 1/2

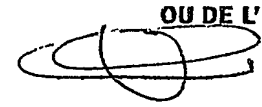
BR1

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 540 G VI / 010801

REMISE DES PIÈCES DATE 30 DEC 2002 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT 0216846 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE PAR L'INPI 30 DEC. 2002		NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE BREESE-MAJEROWICZ 3 avenue de l'Opéra 75001 PARIS	
Vos références pour ce dossier (facultatif) 27050/FR			
Confirmation d'un dépôt par télécopie		<input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie	
2 NATURE DE LA DEMANDE		Cochez l'une des 4 cases suivantes	
Demande de brevet		<input checked="" type="checkbox"/>	
Demande de certificat d'utilité		<input type="checkbox"/>	
Demande divisionnaire		<input type="checkbox"/>	
Demande de brevet initiale		N°	Date
ou demande de certificat d'utilité initiale		N°	Date
Transformation d'une demande de brevet européen		N°	Date
Demande de brevet initiale		N°	Date
3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) PROCÉDE DE SIMULATION BIOMÉCANIQUE D'UN ENSEMBLE D'ARTICULATIONS OSSEUSES			
4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE		Pays ou organisation Date N° Pays ou organisation Date N° Pays ou organisation Date N° <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
5 DEMANDEUR (Cochez l'une des 2 cases)		<input checked="" type="checkbox"/> Personne morale <input type="checkbox"/> Personne physique	
Nom ou dénomination sociale		AXS - INGENIERIE	
Prénoms			
Forme juridique			
N° SIREN			
Code APE-NAF			
Domicile ou siège	Rue	120 boulevard Amiral Mouchez	
	Code postal et ville	76085 LE HAVRE Cedex	
	Pays	France	
Nationalité		France	
N° de téléphone (facultatif)		N° de télécopie (facultatif)	
Adresse électronique (facultatif)			
<input type="checkbox"/> S'il y a plus d'un demandeur, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»			

Remplir impérativement la 2^{ème} page

REMISE DES PIÈCES DATE 30 DEC 2002 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT 0216346 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI		Réservé à l'INPI	DB 540 © W / 010201
Vos références pour ce dossier : <i>(facultatif)</i>		27050/FR	
6 MANDATAIRE <i>(s'il y a lieu)</i>			
Nom		BREESE	
Prénom		Pierre	
Cabinet ou Société		BREESE-MAJEROWICZ	
N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel			
Adresse	Rue	3 avenue de l'Opéra	
	Code postal et ville	75 001 Paris	
	Pays	France	
N° de téléphone <i>(facultatif)</i>		01 47 03 67 77	
N° de télécopie <i>(facultatif)</i>		01 47 03 67 78	
Adresse électronique <i>(facultatif)</i>		office@breese.fr	
7 INVENTEUR (S)		Les inventeurs sont nécessairement des personnes physiques	
Les demandeurs et les inventeurs sont les mêmes personnes		<input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non : Dans ce cas remplir le formulaire de Désignation d'inventeur(s)	
8 RAPPORT DE RECHERCHE		Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation)	
Établissement immédiat ou établissement différé		<input checked="" type="checkbox"/> Établissement immédiat <input type="checkbox"/> Établissement différé	
Paiement échelonné de la redevance <i>(en deux versements)</i>		Uniquement pour les personnes physiques effectuant elles-mêmes leur propre dépôt <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non	
9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES		Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention <i>(joindre un avis de non-imposition)</i> <input type="checkbox"/> Obtenue antérieurement à ce dépôt pour cette invention <i>(joindre une copie de la décision d'admission à l'assistance gratuite ou indiquer sa référence)</i> : AG	
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes			
10 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire) BREESE Pierre 921038		VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI 	

PROCEDE DE SIMULATION BIOMECHANIQUE D'UN ENSEMBLE
D'ARTICULATIONS OSSEUSES

La présente invention se rapporte au domaine des
5 logiciels de simulation biomédicale.

La présente invention se rapporte plus
particulièrement à un procédé de simulation biomécanique
d'un ensemble d'articulations osseuses d'un patient, et
notamment du rachis. Ce procédé permet de calculer, estimer
10 et visualiser les conséquences d'une opération chirurgicale
sur une articulation. Le système a été mis au point pour
les opérations de la colonne vertébrale et en particulier
les techniques de stabilisation de la colonne vertébrale.
D'une manière générale, le système permet d'informer le
15 chirurgien sur l'état de l'équilibre du patient.

L'art antérieur connaît déjà, par la demande de
brevet américain US 5 995 738, un dispositif et une méthode
pour faciliter l'implantation de composants artificiels
20 dans les articulations. L'invention décrit des dispositifs
et des méthodes destinés à déterminer une position
d'implant pour au moins un composant artificiel dans une
articulation et à faciliter son implantation. L'invention
comprend la création d'un modèle de l'articulation du
25 patient et la création d'un modèle du composant à
implanter. Les modèles créés sont utilisés pour simuler le
mouvement de l'articulation du patient selon la position du
composant. Ce document de l'art antérieur propose donc un
moyen de simulation physique et non virtuel pour analyser
30 les mouvements d'une articulation et d'un implant.

Il est proposé, dans la demande de brevet américain
US 6 205 411, un planificateur de chirurgie assistée par
ordinateur et un système de guidage intra-opératif.
L'invention concerne un appareil destiné à faciliter
35 l'implantation d'un composant artificiel dans une

articulation. L'appareil comprend un prédicteur géométrique et un simulateur biomécanique du mouvement pré-opératif, c'est-à-dire qu'une série de simulations est effectuée sur l'implant et l'articulation avant de procéder à l'opération.

Il est proposé, dans la demande de brevet américain US 5 625 577, une méthode informatique d'analyse de mouvement utilisant la dynamique. L'invention décrit une méthode permettant d'analyser et d'afficher les mouvements d'un être humain. Le corps du sujet est divisé en une pluralité de segments reliés entre eux par des articulations. Une fois le corps modélisé ainsi, il est possible de simuler et d'analyser le mouvement du sujet.

Il est également proposé, dans la demande de brevet PCT WO 99/06960, un système et procédé permettant de définir et d'utiliser des comportements destinés à des chaînes articulées dans des animations par ordinateur. En l'occurrence, on définit pour la chaîne articulée au moins une commande telle qu'une commande de forme ou une commande de plan de résolution, et on utilise cette commande comme une contrainte reprise par le moteur d'animation pour l'animation de la chaîne avec une cinématique inverse. Chaque commande comporte au moins deux clés, chaque clé comprenant un couple constitué d'un vecteur de sens effecteur et d'une contrainte associée. Dans le cas des clés de commande de forme, les contraintes associées comprennent une liste d'orientations préférentielles des membres du corps. Dans le cas des clés de commande de plan de résolution, les contraintes associées comportent une orientation préférentielle du plan de résolution. Quels que soient les buts assignés, les clés de commande sélectionnées subissent une interpolation mettant en œuvre des pondérations appropriées visant à l'obtention d'une

contrainte résultante à faire utiliser par le moteur d'animation.

L'art antérieur connaît également, par la demande de brevet PCT WO 99/60939, un système chirurgical interactif assisté par ordinateur pour aider le chirurgien à positionner des implants dans le fémur ou des vis dans les pédicules des vertèbres. Ces systèmes apportent une assistance à la navigation. Cependant, c'est une assistance axée principalement sur le positionnement, le repérage et le guidage des ancillaires. Cette technique de navigation chirurgicale est assez répandue, mais ne permet pas de répondre à toutes les interrogations du chirurgien. En effet, l'utilisation de ces systèmes permet de définir la trajectoire optimale de la vis pédiculaire, mais ne permet pas de savoir par exemple, si elle a été placée sur la bonne vertèbre.

La présente invention entend remédier aux inconvénients de l'art antérieur en permettant de simuler une opération de correction locale ou globale de courbures de la colonne vertébrale ou de pose d'implant vertébral à partir d'images radiographiques, de séries d'acquisitions de caractéristiques mesurées in vivo sur le patient et d'une base de données d'implants. La présente invention permet de plus de simuler l'état de la colonne juste après l'opération chirurgicale.

L'invention consiste en un système chirurgical assisté par ordinateur, permettant au chirurgien de simuler, en préopératoire, les effets sur le patient de la chirurgie correctrice qu'il envisage de mettre en application. Ce système lui permettant de simuler ainsi plusieurs stratégies opératoires, il offre au chirurgien un outil d'aide au choix de la stratégie opératoire offrant le meilleur compromis entre la stabilisation et la mobilité.

A cet effet, la présente invention concerne dans son acception la plus générale un procédé de simulation biomécanique d'un ensemble d'articulations osseuses d'un patient, notamment du rachis, comportant :

• une étape d'enregistrement d'un modèle numérique tridimensionnel représentée au moins en partie par des corps rigides reliés par des articulations, dans une position de référence ;

• une étape de personnalisation de la géométrie dudit modèle [position relative dans l'espace de chacun desdits corps rigides] par des données spécifiques à un patient dans ladite position de référence [par exemple des radiographies du patient] ;

• une étape de personnalisation dudit modèle numérique par particularisation des paramètres d'interaction [de rigidité] de chacune des articulations reliant lesdits corps rigides en fonction des caractéristiques constatées sur le patient ;

caractérisé en ce que

l'étape de particularisation des paramètres d'interaction [de rigidité] consiste à :

• acquérir les positions dans l'espace d'une partie au moins des corps rigides, et à procéder à une interpolation pour déterminer la position calculée des autres corps rigides pour construire une table numérique comportant les positions relatives de chacun des corps rigides ;

• exercer au moins une contrainte déterminée sur le patient et à acquérir une information sur la

position générale d'équilibre résultante du patient
[autre que la position de référence] ;

5 • déterminer des fonctions analytiques
permettant d'approximer les paramètres
d'interaction [de rigidité] afin de reproduire les
positions relatives mesurées [fonctions desdites
contraintes appliquées sur le patient et des
modifications géométriques observées sur le
patient, et résultant de ces contraintes] et ce
10 pour chaque couple de corps rigide.

De préférence, le modèle numérique est défini par
des paramètres de positions géométriques des corps rigides
et par des paramètres de rigidité des articulations reliant
15 les corps rigides.

Avantageusement, l'étape de représentation du
résultat d'une contrainte consiste à recalculer le modèle
personnalisé [en position d'équilibre] résultant d'un
ensemble de contraintes [par exemple implantation d'une
20 prothèse ou d'un implant] comprenant au moins une
contrainte statique exercée sur au moins deux corps
rigides, et imposant un positionnement relatif avec une
raideur très supérieure à celle correspondant à la loi de
comportement.

25 Selon une variante, l'étape d'enregistrement du
modèle numérique de l'ensemble d'articulations standard
consiste à définir une alternance de corps rigides et
d'articulations, et à définir pour chacun des couples de
corps un ensemble de paramètres numériques caractérisant la
30 raideur globale résultant de l'action de l'ensemble des
éléments intercalaires [par exemple disques
intervertébraux] et des éléments de liaison [par exemple
ligaments] ayant un effet sur les paramètres d'interaction
[rigidités] entre les deux corps.

Selon un mode de mise en œuvre particulier, l'étape de personnalisation consiste à acquérir au moins une image de l'ensemble d'articulations d'un patient donné, à extraire de ladite image les informations nécessaires à la
 5 construction d'un modèle réel par reconnaissance de la position des articulations visibles dans ladite image, et de modifier le modèle standard en fonction dudit modèle réel.

Avantageusement, l'étape d'enregistrement d'un
 10 modèle numérique consiste à définir un ensemble standard de données numériques comprenant pour chacune des articulations représentées sous la forme d'un corps rigide :

• un premier descripteur géométrique de
 15 position de référence, correspondant à la géométrie de l'ensemble d'articulation pour un patient « standard » dans une position « de référence », ledit descripteur étant déterminé pour chaque corps rigide de façon relative par rapport à un corps
 20 adjacent ;

• un deuxième descripteur mécanique d'interaction avec chacun des corps adjacents, ledit descripteur mécanique étant représentatif de la loi de comportement lorsque l'ensemble
 25 d'articulation est soumis à l'action d'au moins une contrainte extérieure ;

l'étape de personnalisation consistant à modifier ledit ensemble standard de données par des données
 30 personnalisées.

On comprendra mieux l'invention à l'aide de la description, faite ci-après à titre purement explicatif, d'un mode de réalisation de l'invention, en référence aux
 35 figures annexées :

- la figure 1 illustre l'architecture de la personnalisation mécanique du modèle ;
- la figure 2 représente l'architecture générale du simulateur.

5

L'invention se distingue des produits connus de guidage chirurgicaux, utilisés pour assister le chirurgien pendant son opération. En effet, l'invention consiste notamment à modéliser la colonne vertébrale de l'individu qui va être opéré, de simuler la pose de l'implant et de calculer la position d'équilibre de l'individu une fois l'implant posé.

Le traitement des données étant logiciel, l'invention concerne aussi l'architecture logicielle mise en place pour la réalisation de l'architecture fonctionnelle. La structure logicielle comprend plusieurs serveurs de bases de données : une base de données utilisateurs, une base de données images, une base de données vertèbres, une base de données patients et une base de données implants. Les données contenues dans ces bases sont interrogées et mises à jour par différents utilisateurs afin de construire le modèle 3D de la colonne du patient puis de simuler les conséquences de la mise en place d'un implant.

Le système selon l'invention est un simulateur des conséquences biomécaniques et cinématiques de l'acte chirurgical des traitements des pathologies rachidiennes sur la morphologie du patient. La Figure 2 représente l'architecture générale du simulateur.

Il doit permettre à un chirurgien d'optimiser et améliorer la planification de son traitement. Ce simulateur pourra lui apporter une meilleure connaissance des propriétés géométriques et mécaniques des divers tissus de la colonne vertébrale. Il pourra aussi tester différentes

approches de son geste pour permettre une correction optimale.

Il doit répondre à un besoin de santé, puisque la tendance est à la recherche du confort, de la sécurité, de la qualité et de la fiabilité. L'allègement des traitements médicaux se traduit par une meilleure qualité de vie post-opératoire et en particulier par des hospitalisations de fréquence moindre et de durée plus courte.

Enfin, il peut également avoir des retombées dans le domaine de l'enseignement pour l'apprentissage des futurs chirurgiens.

Le simulateur est un outil d'aide à l'analyse de la faisabilité du geste. Il permet de simuler l'équilibre pré-opératoire, les efforts inter-segmentaires correspondants tenant compte de l'effet des rigidités musculaires et ligamentaires, appréhender l'évolution de cet équilibre et de ces efforts en post-opératoire en fonction des courbures introduites par le chirurgien lors de l'opération. Le chirurgien devra indiquer en entrée la déformée voulue de la zone instrumentée. Pour cela une approche dite « globale » sera utilisée.

Deux radiographies sont nécessaires pour la réalisation d'une simulation. Les images à ajouter au système peuvent être :

- le fichier résultat de la numérisation (scan) d'une radiographie traditionnelle ;
- un fichier fourni par un autre appareil de radiologie (radiographie numérique).

L'alimentation du système peut être manuelle (un utilisateur va fournir les fichiers d'images au système) ou automatique, les images sont stockées directement par les appareils de radiologie et récupérées via un réseau intranet/internet.

Deux sortes de numérisations seront possibles :

- numérisation manuelle : des points spécifiques doivent être repérés manuellement par un acteur sur ces images ;

5 - numérisation semi-automatique.

Les points spécifiques détectés par la numérisation vont permettre de calculer les coordonnées 3D des vertèbres (données géométriques).

10 Les données géométriques issues des images numériques vont permettre de construire un modèle de la colonne du patient en trois dimensions. Ce modèle résulte de l'adaptation d'un modèle 3D standard, prédéfini dans le système, aux caractéristiques géométriques du patient.

15 L'utilisateur doit pouvoir visualiser le modèle 3D du rachis selon les plans frontal, sagittal et apical ; de plus, il doit pouvoir le comparer aux radiographies utilisées pour sa construction.

20 Les caractéristiques mécaniques du patient (résultats issus d'acquisitions (tests cliniques)) permettent de personnaliser le modèle. Pour cette opération, un modèle géométrique standard de la colonne vertébrale est enrichi par les données mécaniques personnelles du patient concerné.

25 Les caractéristiques biomécaniques de la colonne du patient (angle de scoliose, rotation axiale, etc.) sont calculées à partir des radiographies du patient (avant la première simulation), ou à partir du modèle résultant d'une simulation. Certains paramètres pourront être pré-calculés
30 (pente sacrée, angle d'incidence, gîte sagittale, courbures rachidiennes) sur les radiographies.

Lors de la simulation, l'utilisateur doit avoir la possibilité de choisir des segments de colonne sur lesquels il impose des déplacements. Lors de la simulation de
35 l'équilibre, l'utilisateur va pouvoir entrer les valeurs de

certaines paramètres cliniques qu'il souhaite obtenir pour un segment donné. L'utilisateur doit pouvoir consulter les rigidités du rachis, la graduation sera normée. Le type de la tige utilisée pour déformer un segment peut être choisi
5 parmi plusieurs propositions (rigidité, diamètre, etc.).

A la suite d'une manipulation du modèle par l'utilisateur, le logiciel doit vérifier la validité des actions effectuées, et prévenir l'utilisateur de toute incohérence (valeur impossible à obtenir).

10 Le simulateur doit afficher les nouvelles courbures du modèle et la nouvelle position (stature) de l'équilibre du patient. Il doit être possible de comparer la (les) courbure(s) avec la (les) courbure(s) initiale(s) (avec le modèle 3D ou la radiographie).

15 L'évolution relative des efforts intervertébraux est quantifiée et représentée graphiquement.

L'utilisateur doit pouvoir comparer les rigidités du rachis avant et après la simulation.

20 Les efforts résultants dans la tige suite aux manipulations effectuées doivent indiquer si la tige va se déformer.

25 Des dossiers patients, contenant les informations concernant la simulation, doivent pouvoir être créés par un utilisateur et maintenus à jour par le système, (sauvegarde de plusieurs simulations dans un même dossier). De plus, le système doit pouvoir retirer ou saisir les informations concernant un patient (âge, poids, taille, etc.) dans des systèmes de données externes, sous réserve de leur existence.

30 Les droits et profils utilisateurs vont permettre de différencier les fonctionnalités disponibles pour chaque utilisateur. En fonction de leurs droits et profils, les utilisateurs auront accès à des interfaces graphiques différentes. De plus, un système de préférence pourra être
35 mis en place pour chaque utilisateur (position des menus,

page d'ouverture etc.), ainsi qu'un mécanisme de traçabilité, qui permettra de suivre les évolutions d'un dossier patient.

A tout moment, et en fonction de ses droits, un utilisateur peut avoir accès aux données d'entrées, c'est-à-dire visualiser, remplacer ou modifier les images utilisées pour la construction du modèle, les points numérisés ou les opérations effectuées pour le traitement semi-automatique de ces images, les implants placés sur le modèle, les caractéristiques mécaniques du patient...

L'historique d'une simulation représente la totalité des actions effectuées sur un patient (paramètres de la simulation). L'utilisateur doit pouvoir revenir sur une action passée (changer une radiographie, ressaisir les points pour la numérisation, calculer de nouveaux paramètres cliniques, ou modifier les actions faites au cours de la simulation)

La Figure 1 représente l'architecture de la personnalisation mécanique du modèle.

La personnalisation mécanique du modèle est basée sur trois types de données :

- les radiographies du patient avec des repères cutanés ;
- l'acquisition de la courbure générale du rachis sous différentes postures caractéristiques ;
- des données anthropométriques.

A partir de ces données, des traitements utilisant les lois de la mécanique nous permettent d'obtenir :

- la géométrie du patient ;
- les paramètres cliniques ;
- le modèle mécanique personnalisé.

La numérisation des radiographies du patient nous permet d'obtenir une précision de six points par vertèbre.

En effectuant une extrapolation, on arrive à une précision de douze points par vertèbre.

5 L'étape suivante est l'acquisition de la courbure générale du rachis sous différentes postures caractéristiques.

10 Pour ce faire, lors d'un examen clinique, le patient étudié est soumis à une série de tests au cours desquels sera évaluée la ligne générale de la colonne au niveau dorsal. Le positionnement du bassin et des épaules sera nécessaire pour définir les orientations des extrémités de la colonne.

15 Le patient devra être, éventuellement, maintenu au niveau du bassin pour limiter l'intervention des membres extérieurs dans l'établissement de son équilibre général, il sera effectué une acquisition à l'aide d'un appareil, des positions dans l'espace de repères cutanés identifiables liés aux vertèbres scoliotiques par rapport à un référentiel connu.

20 Une acquisition sera effectuée patient au repos dans des conditions aussi proches que possible des conditions de prise de la radiographie calibrée patient debout au repos. Cette acquisition sera utilisée pour déterminer la ligne des centres des corps vertébraux à
25 partir de la ligne générale de la colonne. Ceci est rendu possible par le fait que la radio calibrée peut donner les coordonnées de tous ces points grâce aux repères plombés. Le positionnement des vertèbres peut donc être déterminé en fonction des repères cutanés pour une position donnée,
30 debout, au repos. Il sera ensuite établi une transformation corrigée entre les repères cutanés et le positionnement des vertèbres prenant en compte l'influence de la cinématique des vertèbres entre elles lors des mouvements du patient.

A partir des données anthropométriques, on détermine les masses segmentaires et les centres de masses, permettant ensuite de déterminer les moments et les centres de masse par niveau vertébral.

5

L'action musculaire sera dissociée de l'action inter segmentaire.

10 Les données disponibles dans la littérature permettent d'évaluer qualitativement la forme des lois de comportement admissibles pour le modèle.

15 Les lois de comportement doivent répondre aux exigences suivantes :

- la plupart des lois doivent suivre des comportements impairs ;
- le comportement asymptotique doit être assuré ;
- les phénomènes de couplage sont pris en comptes ;
- 20 - la simplicité de calcul.

25 Les lois de comportement devront être recalculées pour chaque niveau vertébral et pour chaque patient afin de prendre en compte les singularités dues aux pathologies étudiées.

30 L'invention est décrite dans ce qui précède à titre d'exemple. Il est entendu que l'homme du métier est à même de réaliser différentes variantes de l'invention sans pour autant sortir du cadre du brevet.

REVENDICATIONS

1 - Procédé de simulation biomécanique d'un ensemble d'articulations osseuses d'un patient, notamment
5 du rachis, comportant :

• une étape d'enregistrement d'un modèle numérique tridimensionnel représentée au moins en partie par des corps rigides reliés par des articulations, dans une position de référence ;

10 • une étape de personnalisation de la géométrie dudit modèle [position relative dans l'espace de chacun desdits corps rigides] par des données spécifiques à un patient dans ladite position de référence [par exemple des
15 radiographies du patient] ;

• une étape de personnalisation dudit modèle numérique par particularisation des paramètres d'interaction [de rigidité] de chacune des articulations reliant lesdits corps rigides en
20 fonction des caractéristiques constatées sur le patient ;

caractérisé en ce que

25 l'étape de particularisation des paramètres d'interaction [de rigidité] consiste à :

30 • acquérir les positions dans l'espace d'une partie au moins des corps rigides, et à procéder à une interpolation pour déterminer la position calculée des autres corps rigides pour construire une table numérique comportant les positions relatives de chacun des corps rigides ;

35 • exercer au moins une contrainte déterminée sur le patient et à acquérir une information sur la

position générale d'équilibre résultante du patient
[autre que la position de référence] ;

5 * déterminer des fonctions analytiques
permettant d'approximer les paramètres
d'interaction [de rigidité] afin de reproduire les
positions relatives mesurées [fonctions desdites
contraintes appliquées sur le patient et des
modifications géométriques observées sur le
patient, et résultant de ces contraintes] et ce
10 pour chaque couple de corps rigide.

2 - Procédé de simulation biomécanique d'un
ensemble d'articulations osseuses selon la revendication 1,
15 caractérisé en ce que le modèle numérique est défini par
des paramètres de positions géométriques des corps rigides
et par des paramètres de rigidité des articulations reliant
les corps rigides.

20 3 - Procédé de simulation biomécanique d'un
ensemble d'articulations osseuses selon la revendication 1
ou 2, caractérisé en ce que l'étape de représentation du
résultat d'une contrainte consiste à recalculer le modèle
personnalisé [en position d'équilibre] résultant d'un
25 ensemble de contraintes [par exemple implantation d'une
prothèse ou d'un implant] comprenant au moins une
contrainte statique exercée sur au moins deux corps
rigides, et imposant un positionnement relatif avec une
raideur très supérieure à celle correspondant à la loi de
30 comportement.

4 - Procédé de simulation biomécanique d'un
ensemble d'articulations osseuses selon les revendications
1 et 2, caractérisé en ce que l'étape d'enregistrement du
35 modèle numérique de l'ensemble d'articulations standard

consiste à définir une alternance de corps rigides et d'articulations, et à définir pour chacun des couples de corps un ensemble de paramètres numériques caractérisant la raideur globale résultant de l'action de l'ensemble des
 5 éléments intercalaires [par exemple disques intervertébraux] et des éléments de liaison [par exemple ligaments] ayant un effet sur les paramètres d'interaction [rigidités] entre les deux corps.

10 5 - Procédé de simulation biomécanique d'un ensemble d'articulations osseuses selon l'une au moins des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'étape de personnalisation consiste à acquérir au moins une image de l'ensemble d'articulations d'un patient donné, à
 15 extraire de ladite image les informations nécessaires à la construction d'un modèle réel par reconnaissance de la position des articulations visibles dans ladite image, et de modifier le modèle standard en fonction dudit modèle réel.

20

6 - Procédé de simulation biomécanique d'un ensemble d'articulations osseuses selon l'une au moins des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'étape d'enregistrement d'un modèle numérique consiste à définir
 25 un ensemble standard de données numériques comprenant pour chacune des articulations représentées sous la forme d'un corps rigide :

30 * un premier descripteur géométrique de position de référence, correspondant à la géométrie de l'ensemble d'articulation pour un patient « standard » dans une position « de référence », ledit descripteur étant déterminé pour chaque corps rigide de façon relative par rapport à un corps adjacent ;

5 ◦ un deuxième descripteur mécanique
d'interaction avec chacun des corps adjacents,
ledit descripteur mécanique étant représentatif de
la loi de comportement lorsque l'ensemble
d'articulation est soumis à l'action d'au moins une
contrainte extérieure ;

10 l'étape de personnalisation consistant à modifier
ledit ensemble standard de données par des données
personnalisées.

Figure 1

Architecture de la personnalisation mécanique du modèle

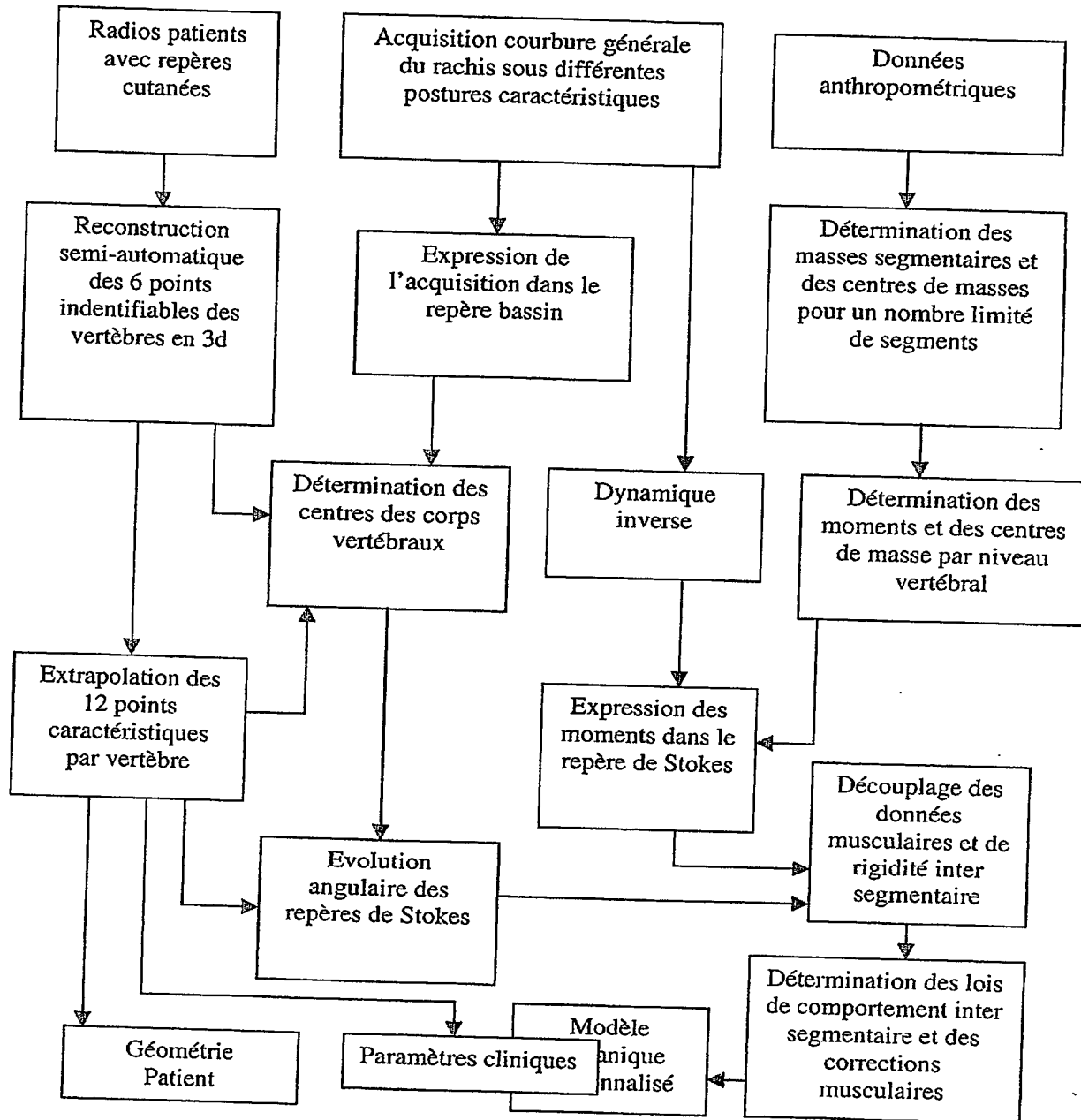
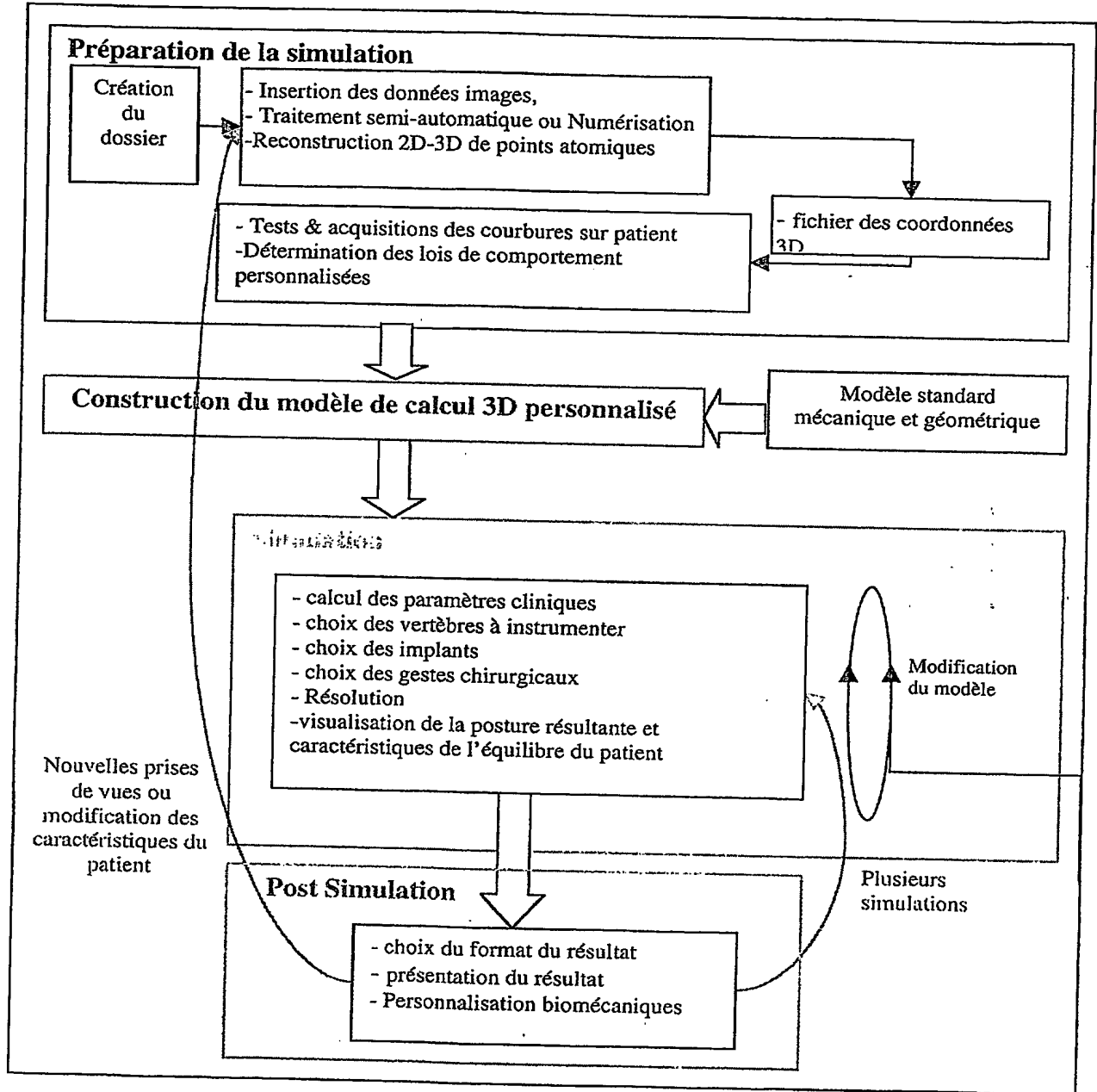


Figure 2



DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 1.../1...

(À fournir dans le cas où les demandeurs et les inventeurs ne sont pas les mêmes personnes)



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

CB 113 3 W / 270601

Vos références pour ce dossier (facultatif)		27050/FR
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		0216846
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)		
PROCÉDE DE SIMULATION BIOMÉCANIQUE D'UN ENSEMBLE D'ARTICULATIONS OSSEUSES		
LE(S) DEMANDEUR(S) :		
AXS - INGÉNIERIE 120 boulevard Amiral Mouchez F-76085*LE HAVRE Cedex France		
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :		
1	Nom	ELBAROUDI
	Prénoms	Fouad
Adresse	Rue	14 rue d'Épermon
	Code postal et ville	76600 LE HAVRE
Société d'appartenance (facultatif)		
2	Nom	
	Prénoms	
Adresse	Rue	
	Code postal et ville	
Société d'appartenance (facultatif)		
3	Nom	
	Prénoms	
Adresse	Rue	
	Code postal et ville	
Société d'appartenance (facultatif)		
S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez plusieurs formulaires. Indiquez en haut à droite le N° de la page suivi du nombre de pages.		
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		
Le 30 décembre 2002 BRESSE Pierre 921038		